

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-282235

(43)Date of publication of application : 02.10.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/055

A61B 6/03

G01R 33/54

G06T 1/00

(21)Application number : 2001-355433

(71)Applicant : GENERAL ELECTRIC CO <GE>

(22)Date of filing : 21.11.2001

(72)Inventor : TUREK MATTHEW WILLIAM
KNOPLIOCH JEROME FRANCOIS
VAPILLON ALEXIS

(30)Priority

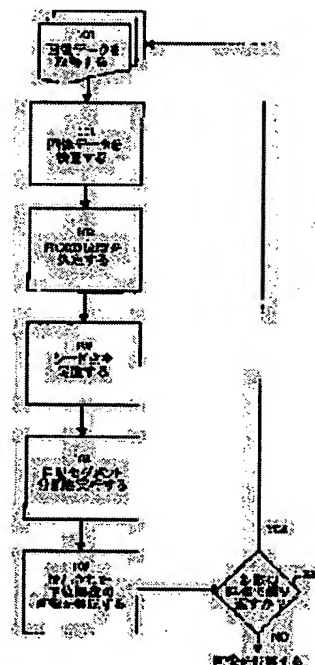
Priority number : 2000 721195 Priority date : 22.11.2000 Priority country : US

(54) AUTOMATIC SEGMENT DIVIDING METHOD FOR MEDICAL IMAGE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To decrease the interactive work of an operator, and to automatically extract a three-dimensional lower structure, for example, the coronary vasculature from a plurality of slice images.

SOLUTION: Seed points are fixed in the interior of a selected region of interest, and the plurality of slice images are divided into segments in response to the fixation of the seed point. The segment division is performed according to a plurality of designated classification values for extracting the three-dimensional lower structure. In automatically performing segment division, the fixed seed point is received, a plurality of desired regions in the lower structure are extracted to generate a segment division lower structure from the extracted desired regions.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-282235

(P2002-282235A)

(43)公開日 平成14年10月2日(2002.10.2)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード*(参考)
A 6 1 B 5/055 6/03	3 6 0.	A 6 1 B 6/03	3 6 0 B 4 C 0 9 3 3 6 0 D 4 C 0 9 6 3 6 0 G 5 B 0 5 7
G 0 1 R 33/54		G 0 6 T 1/00 A 6 1 B 5/05	2 9 0 B 3 8 0
審査請求 未請求 請求項の数12 O L 外国語出願 (全 24 頁) 最終頁に続く			

(21)出願番号 特願2001-355433(P2001-355433)

(22)出願日 平成13年11月21日(2001.11.21)

(31)優先権主張番号 0 9 / 7 2 1 1 9 5

(32)優先日 平成12年11月22日(2000.11.22)

(33)優先権主張国 米国 (U S)

(71)出願人 390041542

ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
GENERAL ELECTRIC CO
MPANY

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
クタディ、リバーロード、1番

(72)発明者 マシュー・ウィリアム・テューレック

アメリカ合衆国、ニューヨーク州、グレン
ビル、サンダルウッド・レーン、36番

(74)代理人 100093908

弁理士 松本 研一

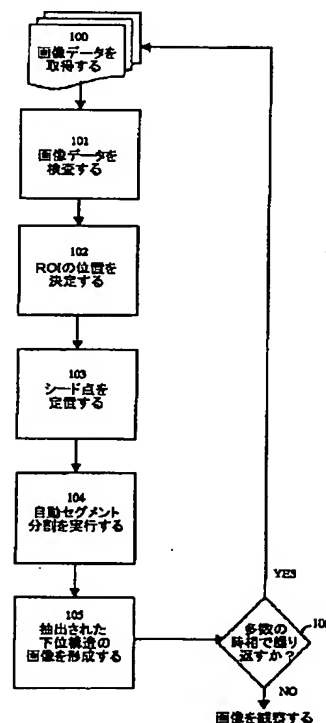
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像の自動セグメント分割の方法

(57)【要約】

【課題】 操作者の対話的作業を減少させ、複数のスライス画像から3次元下位構造、例えば冠状血管系を自動的に抽出する。

【解決手段】 選択された関心領域の内部にシード点を定置し、シード点の定置に呼応して複数のスライス画像をセグメント分割する。セグメント分割は、3次元下位構造を抽出するための複数の所定の分類値に従って行なわれる。また、自動的にセグメント分割するに際し、定置されたシード点を受け取り、下位構造内の複数の所望の領域を抽出し、抽出された所望の領域からセグメント分割された下位構造を生成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数のスライス画像から3次元下位構造を自動的に抽出する方法であって、前記スライス画像の1以上の画像上で選択された関心領域の内部にシード点を定置する工程と、該定置されたシード点に呼応して、前記3次元下位構造を抽出するための複数の所定の分類値に従って前記複数のスライス画像をセグメント分割する工程とを備えた方法。

【請求項2】 前記下位構造は冠状血管系を含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記複数のスライス画像は計算機式断層写真法（CT）撮像から取得される請求項1に記載の方法。

【請求項4】 前記複数のスライス画像は磁気共鳴撮像（MRI）から取得される請求項1に記載の方法。

【請求項5】 3次元ボリューム・レンダリング法を用いて前記自動的に抽出された下位構造を表示する工程をさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項6】 アキシャルのリフォーマットされた画像と相互参照するのに用いるように前記自動的に抽出された下位構造を表示する工程をさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項7】 心臓の多数の時相からのそれぞれの複数の画像を含んでいる複数の画像データ集合について前記セグメント分割を繰り返す工程と、時間にわたって動画化されたものとしてそれぞれの抽出された冠状下位構造をさらに表示する工程とをさらに含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項8】 複数の画像スライスを、該複数の画像スライスと共に含まれている下位構造について自動的にセグメント分割する方法であって、定置されたシード点を受け取る工程と、前記定置されたシード点に連結している前記下位構造内の複数の所望の領域を、該それぞれの所望の領域についてのそれぞれの所定の分類値に従って抽出する工程と、前記複数の抽出された所望の領域からセグメント分割された下位構造を生成する工程とを含んでいる方法。

【請求項9】 前記下位構造は冠状血管系であり、前記所望の領域は、上行大動脈並びに左冠状動脈及び右冠状動脈である請求項8に記載の方法。

【請求項10】 前記所定の分類値は、ピクセル強度、ピクセル寸法及び連結性を含んでいる請求項8に記載の方法。

【請求項11】 前記複数のスライス画像は計算機式断層写真法（CT）撮像から取得される請求項8に記載の方法。

【請求項12】 前記複数のスライス画像は磁気共鳴撮像（MRI）から取得される請求項8に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の背景】本発明は、画像処理に関し、さらに具体的には、一連の心臓画像から3次元（3D）構造をセグメント分割することに関する。

【0002】計算機式断層写真法（CT）走査は、人体を撮像する非侵襲的方法を提供する。関心を持たれている一つの具体的な分野は、心臓及び心臓に含まれる血管の撮像である。医師は、冠状動脈が患者の心臓の健康状態の尺度を与えることから冠状動脈を検査することに特に関心を持つ。

【0003】被検体の心臓の医用画像は典型的には、心臓の3D空間の全体にわたる幾つかのスライスで構成される。加えて、心臓を心搏サイクルの様々な異なる瞬間又は時相で撮像してもよい。このようにして、すべての画像を集合したものが完全な1回の心搏の過程での心臓の画像を与える。

【0004】画像集合を利用して、医療診断に有用な心臓の運動に関する定量的な情報を抽出できるとしばしば望ましい。かかる情報としては、心臓の血量、排出分量及び壁の運動量の測定がある。この測定を行なうためには、心臓の解剖学的な連続領域を検出して判別する必要がある。同じ物質の連続領域の識別はセグメント分割（segmentation）として公知である。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】医師は、心臓CT走査によって与えられたデータを検査するために、標準的な2次元及び3次元の視覚化手法を含めた既存の手法を用いることができる。しかしながら、医師が心筋及び周囲組織とは別個に心臓の3次元的な血管系を検査したい場合には、好適な選択肢は僅かしかない。医師が周囲組織から血管の各部を抽出することを可能にするツールは存在しているが、これらのツールは完全な血管系を抽出するものではないか、或いは利用者によるかなりの対話的作業を必要とするかのいずれかである。しばしば、医師は、アキシャルCT画像又は画像データの3Dレンダリングのいずれかから手動で血管系をセグメント分割しなければならず、煩雑である。このために数時間を要する場合もあり、どれが血管系の一部であるのかを医師が手動で画定する必要がある。操作者の対話的作業を減少させて、冠状血管系のみをセグメント分割すると共に表示する自動化された手法が必要とされている。

【0006】

【課題を解決するための手段】複数のスライス画像から3次元下位構造、例えば冠状血管系を自動的に抽出する方法が、選択された関心領域の内部にシード点を定置（deposition）する工程と、シード点の定置に呼応して複数のスライス画像をセグメント分割する工程とを含んでいる。セグメント分割は、3次元下位構造を抽出するための複数の所定の分類値に従って行なわれる。

【0007】

【発明の実施の形態】本発明の特徴及び利点は、以下の発明の詳細な説明を添付図面と併せて参照することにより明らかとなる。

【0008】図1について説明する。同図には、複数の心臓スライス画像から3次元冠状下位構造を自動的に抽出する方法の一実施形態のブロック図が示されている。利用者による対話的作業は図1に示すようにして進行する。ステップ100において、アキシャル画像集合が、例えば計算機式断層写真法（CT）走査によって周知の態様で取得される。以下の説明では、アキシャルCT画像集合を画像データとして用いる。しかしながら、本発明の自動抽出法のための画像データとしては磁気共鳴撮像（MRI）からの画像データもまた適当であることを理解されたい。典型的には、所望の冠状下位構造は、上行大動脈並びに左冠状動脈及び右冠状動脈を含む冠状血管系である。しかしながら、本抽出法は、心臓内のその他の下位構造にも適しており、或いは代替的には、体内のその他の動的器官内の下位構造にも適していることを理解されたい。

【0009】ステップ101において、利用者（例えば医師又は技師）は、心臓走査からのアキシャルCT画像の提示を受ける。ステップ102において、利用者は画像データを検査して、関心領域（ROI）の位置を決定する。本実施形態では、関心領域を上行大動脈とする。利用者は、上行大動脈が見つかるまで画像をスライス毎に移動する。ステップ103において、利用者は、シード点を定置することにより関心領域（ROI）、例えば上行大動脈を選択する。シード点の定置は、コンピュータ・マウスのような利用者の対話的作業のための装置を用いて行なわれる。一旦、シード点が定置されたら、利用者は自動セグメント分割法の実行を開始する。この処理については図2を参照して後述する。本書で用いる

「自動的」という用語は、操作者の対話的作業を必要とするものに対して機械又はコンピュータが生成する事象の連鎖を指すものとする。上述のシード点は、データのセグメント分割の開始点としての役割を果たす。血管セグメント分割法は、定置された単一のシード点に呼応して行なわれる。このことについては後に詳述する。

【0010】血管セグメント分割法は、データの所望の部分抽出して血管の視覚化用に保存すると共に不要の部分破棄するための所定の分類値に従って画像データを自動的に評価する。これらの分類値には、ピクセルの強度又はピクセルのCT数、シード点に対するピクセルの位置、類似のピクセル群の寸法、並びに2次元及び3次元の両方でのピクセルの連結性が含まれている。

【0011】さらに図1の説明を続けると、自動セグメント分割法の実行の後に、ステップ105において、抽出された関心領域の画像が形成される。修正後のデータは、ボリューム・レンダリング又はサーフェス・レンダリング等の当技術分野で周知の標準的な視覚化手法の任

意のものを用いて表示される。ボリューム・レンダリングを用いて利用者に3D立体画像を表示すると望ましいが、当業者は他の多くの視覚化手法が可能であることを理解されよう。

【0012】代替的な実施形態では、心搏サイクルの異なる時相について多数の画像データ空間（volume）が利用可能である場合には、図1のステップ106に示すように、本セグメント分割法を多数回にわたって適用して、心臓の異なる時相での血管系の繰返し式セグメント分割を行なうと望ましい。この後には、これらの繰返し式セグメント分割の結果は時間にわたる動画表示に適するものとなる。さらなる代替的な実施形態では、自動抽出された冠状下位構造を表示して、アキシャルのリフォーマットされた画像と相互参照されるようにする。

【0013】図2について説明する。同図には、図1の自動抽出法に有用な自動セグメント分割法の一実施形態のさらに詳細な流れ図が示されている。一実施形態では、本血管セグメント分割法は、二部式の抽出過程を含んでいる。図2の参照番号2010として示す第一部では、データから上行大動脈を抽出する。上行大動脈は、左心室から人体に血液を運ぶ太い血管である。上行大動脈から左冠状動脈及び右冠状動脈が分枝している。医師にとっては、これら主冠状動脈が上行大動脈に繋がる連結点を観察することに特に関心がある。なぜなら、この区域は、現状の撮像モダリティでは容易に検査することができないからである。上行大動脈は、最終的な出力の一部として保存される。

【0014】図2の参照番号2020として示す血管セグメント分割法の第二部では、データ空間から左冠状動脈及び右冠状動脈を抽出する。本方法のこれら二つの主要部の結果すなわち上行大動脈及び主冠状動脈が、最終的な出力として利用者に表示される。二部過程（2010及び2020）によって、それぞれの所定の分類値に基づいて上行大動脈を、次いで各冠状動脈を効率的に分離することが容易になり、これにより、診断に必要な心臓の不要部分を除去することができる。ピクセル強度、ピクセル寸法及び連結性のような所定の分類値については、図2を参照して後に詳述する。

【0015】さらに図2の説明を続ける。本自動セグメント分割法は、ステップ200において入力されるデータ空間に呼応して実行される。図1の方法と同様に、入力されるデータ空間は、CT又はMRIの撮像動作からのアキシャル画像集合である。ステップ201において、入力されたデータ空間を公知の態様で閾値に対して評価して、関心のある値範囲に属するピクセルと、この範囲外に属するピクセルとから成る二値マスクを形成する。本実施形態では、分類値又は閾値はピクセル強度の尺度であって、この尺度はしばしばCT数と呼ばれ、ハンスフィールド単位で測定されている。実験及び他の公知の態様を通じて、閾値は、上行大動脈に典型的なピク

セル強度を指示するように定義される。ステップ201での閾値処理の結果として、ピクセルが一定範囲のCT数の一部である場合にはこれらのピクセルは「オン」となり、この範囲のCT数の一部でない場合には「オフ」となる。入力されるCT値に閾値を適用することにより得られる二値マスクは、前述のセグメント分割法の二つの部分に対する入力となる。図3は、閾値処理の後の代表的な暫定画像を示しており、閾値処理の後に「オン」となった多数の冠状下位構造を示している。図示のように、多数の冠状下位構造には、冠状血管（図では明瞭に見えない）及び上行大動脈302以外のものも含まれている。また、シード点300も示されている。以下で詳述するさらなる抽出を行なうと、所望の下位構造のみを抽出することができる。

【0016】血管セグメント分割法は今、上行大動脈を抽出している。元のCTデータに閾値を適用した後に、図2のステップ202において、利用者によって指示されたシード点を用いてシード連結性法が実行される。シード連結性法は、閾値処理ステップから出力された二値ピクセル・マスクを探索する。利用者によって指定されたシード点に連結しているすべての「オン」ピクセルを保存し、「オフ」である或いはシード点に連結していないのいずれかであるピクセルは破棄される。この場合の連結性は、同じアキシャル画像において、頂点において又は辺に沿って互いに接触しているあらゆるピクセルとして定義されている。これは当技術分野で8-連結性として公知である。このステップの出力は、上行大動脈と、破棄される必要のある若干の追加域とを含んでいる。これらの追加域は、以下の付加的な処理ステップで除去される。

【0017】2次元シード連結性を実行した後に、連結性の出力に対して、図2でステップ203とラベルした $7 \times 7 \times 7$ の3D収縮が適用される。 $7 \times 7 \times 7$ 収縮は、構造の最外部の層を除去する当技術分野で周知の手法である。この場合には、 $7 \times 7 \times 7$ 収縮によって、上行大動脈を関心のない他の構造に連結する橋が切断される。このステップの出力は、もう一つの二値マスクとなる。

【0018】ここで、 $7 \times 7 \times 7$ 収縮の出力に対して、図2でステップ204とラベルした8-連結型シード連結性処理が適用される。この手法は上述と同じ態様で実行されるが、出力される結果はここでは、関心のない連結構造が既に除去されているのでさらに精密になっている。

【0019】上行大動脈の抽出の次のステップは、前段のステップの結果から大きな島を除去するものであって、図2ではステップ205及び206とラベルされている。アキシャル画像において一定の寸法よりも小さいピクセルの「島」又はピクセル群にラベル付けするという島除去手法を応用する。構造を含めたり除外したりす

るための分類値として寸法を用いる。本実施形態では、寸法を7000ピクセルと設定すると望ましい。一旦、7000ピクセルよりも小さい島がラベル付けされたら、他のすべてのピクセルが除去される。この処理は、7000ピクセルよりも小さいアキシャル画像内のあらゆるピクセル群を保存する効果を有する。7000ピクセルよりも大きい区域、例えば各心室は、二値ピクセル・マスクから除去される。

【0020】二値マスクから大きな島を除去した後に、図2でステップ207とラベルされている当技術分野で周知の手法、 $7 \times 7 \times 7$ 膨張を用いて残りのピクセルを拡張する。 $7 \times 7 \times 7$ 膨張は構造に層を付加する。この処理は、二値マスクに残されている構造の寸法を元の寸法に復元する効果を有する。このステップの出力は、上行大動脈を画定する二値マスクとなる。「オン」のピクセルは上行大動脈の一部であり、「オフ」のピクセルはそうでない。

【0021】膨張の出力を元の閾値処理の出力から減算する。この処理は、図2のステップ208である。前段の膨張の出力及び元の閾値処理の出力の両方で「オン」であるピクセルは「オフ」になる。他のピクセルは不変である。ここまでの処理によって、さらなる処理のために上行大動脈が実効的に分離されて抽出された状態になる。

【0022】主冠状動脈の抽出はステップ209から開始する。主冠状動脈を抽出するのに用いられる分類値は主として寸法及び連結性である。前段のステップ（図2の208）の出力に対して、もう一度、8-連結型2次元島除去が実行される。このステップの寸法閾値は、前回の島除去（ステップ205）とは異なっており、冠状動脈としては大き過ぎる物体にマークを付けるように選択される。このステップでは、寸法閾値は2000ピクセルに設定される。このステップの出力は、前段のステップからの出力と類似しているが、寸法が2000ピクセルを下回るピクセルのあらゆる塊りが除去されている。

【0023】島除去ステップの後に、図2のステップ210に示すように、島除去の出力に対して 5×5 のカーネルを用いて2次元膨張が実行される。このステップでは、2000ピクセルよりも大きい物体の寸法が、カーネルの選択に従って実効的に大きめに評価される。

【0024】次いで、ステップ211において、膨張の結果をステップ201の元の閾値処理の出力から減算する。このステップによって、血管としては大き過ぎる物体が元の閾値処理したものから除去される。

【0025】ステップ212において、減算ステップ211の結果に対して膨張が適用される。この膨張によって、人体の軸に沿ったピクセルの連結性が強化される。人体に沿った軸は、体内の血管の方向に対応している。冠状動脈の大部分がこの方向に走行している。本実施形

態では、非対称の $3 \times 3 \times 5$ の膨張カーネルを用いている。

【0026】次に、図2のステップ213において、前段のステップの結果に対して3次元連結性法が適用される。利用者によって指定された同じシード点をここで用いて、シードに連結しているすべてのピクセルを抽出する。この場合の「連結している」とは、辺、面又は頂点を共有しているピクセルとして定義される。当技術分野で周知のように、この処理は26-連結型と呼ばれている。このステップの出力は、所望の冠状下位構造すなわち冠状血管系の部分として保存されるピクセルを画定する。

【0027】最後に、図2のステップ214のマスク処理動作を元のデータに対して実行する。3次元連結性の出力がこのステップへの一つの入力となり、元のデータがもう一つの入力となる。ステップ214におけるマスク処理によって、参照番号2010及び2020からの抽出ピクセルが、それぞれの元のCT値へ実効的に変換される。前段のステップの出力においてピクセルが「オフ」である場合には、該ピクセルは元のデータにおいてゼロに設定される。他の場合には、元のデータのピクセルはそのままにする。図4は、マスク処理214から得られる代表的な結果画像を示しており、抽出された上行大動脈302及び冠状血管301を示している。

【0028】図5及び図6は、本発明の実施形態の効果を示している。図5には、上行大動脈302及び各冠状血管301を含めた心臓の立体画像が示されている。図

1及び図2を参照して上述した方法を用いた後には、図6が抽出された冠状血管系の結果画像を示しており、この画像は操作者の対話的作業を減少させて得られており医療診断に利用することができる。

【0029】本書で本発明の好適実施形態を図示すると共に説明したが、かかる実施形態は例示のみのために記載されていることは明らかであろう。当業者であれば、本書に記載した発明から逸脱しない多くの変形、改変及び置換に想到されよう。従って、本発明は特許請求の要旨及び範囲によってのみ限定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の好適実施形態を適用することのできる自動抽出法を示すブロック図である。

【図2】図1に示す方法に有用な自動セグメント分割法を示す流れ図である。

【図3】図2の自動的な方法の工程から得られる暫定画像の図である。

【図4】図2の自動的な方法の工程から得られる画像の図である。

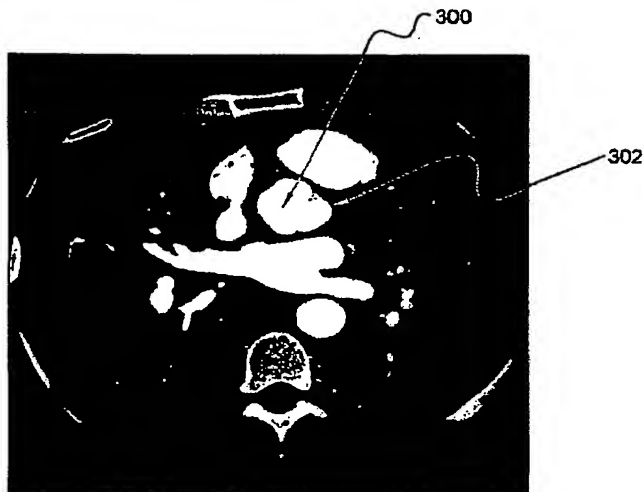
【図5】本発明の好適実施形態を適用することのできる立体入力データの図である。

【図6】図1及び図2に示す方法を用いた後の冠状血管系の結果画像の図である。

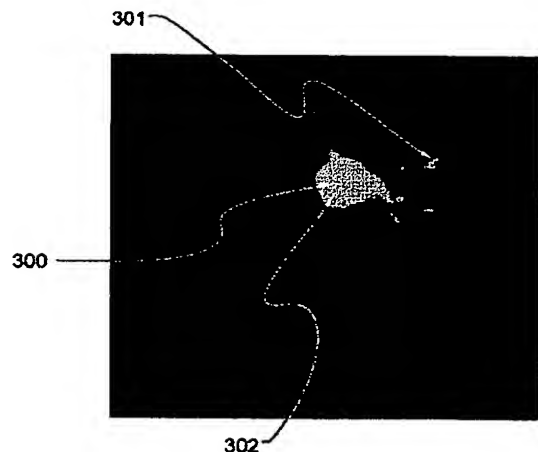
【符号の説明】

- 300 シード点
- 301 冠状動脈
- 302 上行大動脈

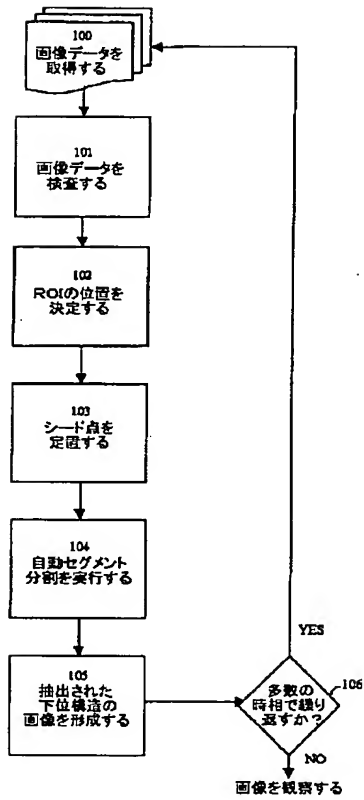
【図3】



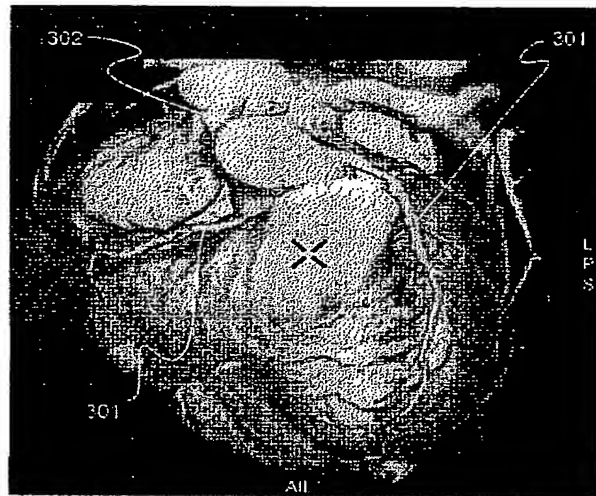
【図4】



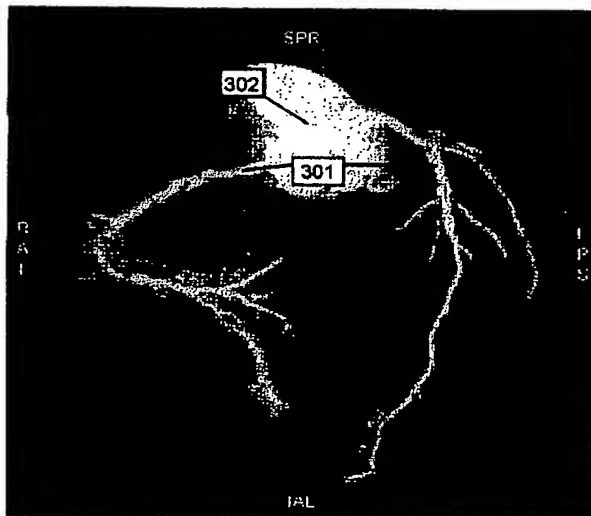
【図1】



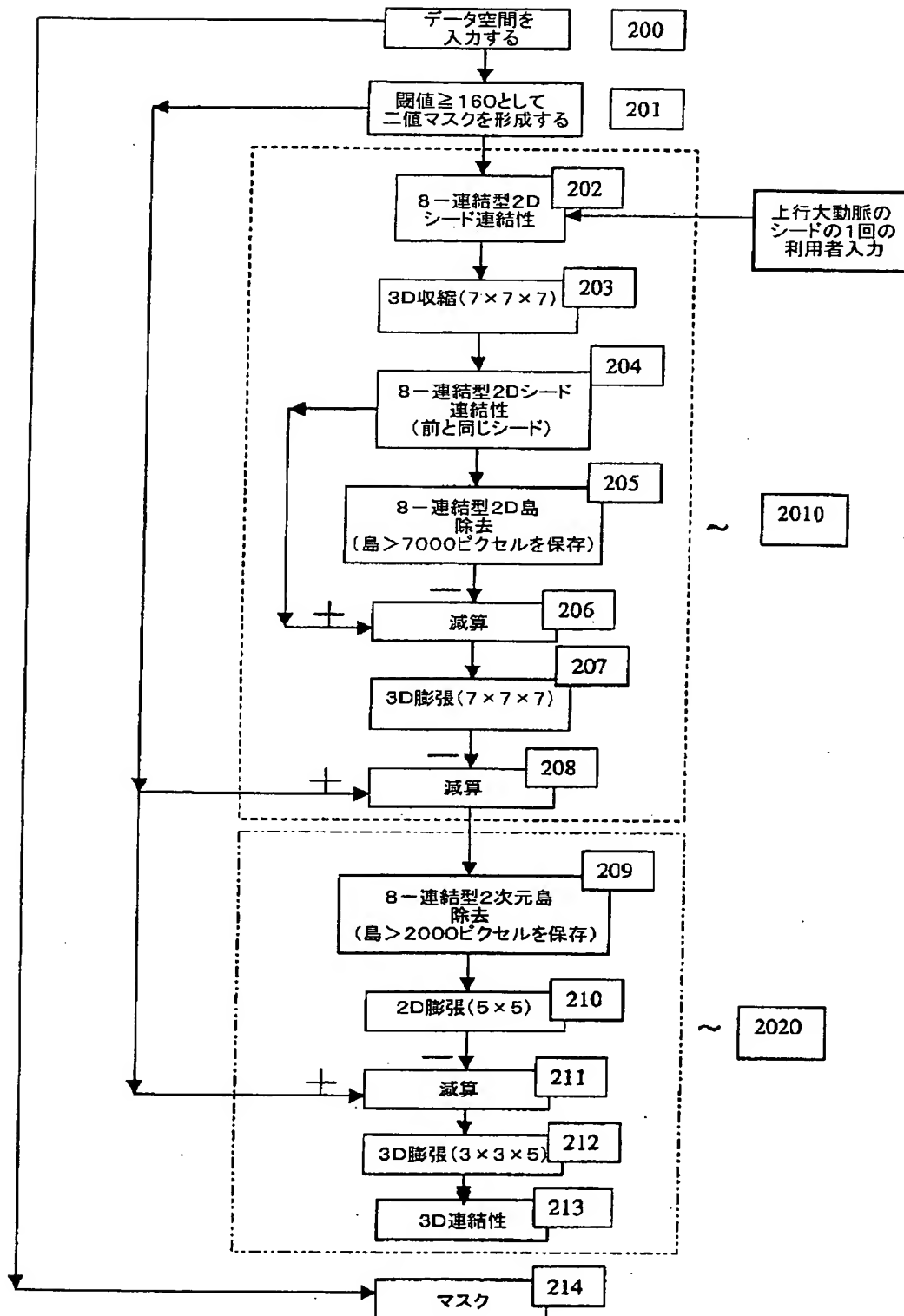
【図5】



【図6】



【図2】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G O 1 N 24/02	5 3 0 Y

(72) 発明者	ジェローム・フランソワ・ノプリオキ フランス、パリ、ビックス・リュ・ジャッ ケス・デュル・ヌイイ・シュル・セーヌ、 52番	F ターム (参考)	4C093 AA22 AA26 CA15 CA17 DA02 FF13 FF15 FF19 FF22 FF28 FF34 FF43 FF50
(72) 発明者	アレクシス・バビロン フランス、パリ、リュ・サレット、48番		4C096 AA18 AA20 AB50 AC04 AD14 AD15 AD25 BA18 DB08 DB12 DC14 DC18 DC21 DC28 DC33 DC36 DC38
			5B057 AA09 BA03 DA08 DB03 DB05 DB09 DC03 DC14 DC22

【外国語明細書】

1. Title of Invention

METHOD FOR AUTOMATIC SEGMENTATION OF MEDICAL IMAGES

2. Claims

1. An method for automatically extracting a three-dimensional sub-structure from a plurality of slice images, said method comprising:

depositing a seed point within a selected region of interest on at least one of said slice images; and,

segmenting said plurality of slice images responsive to said deposited seed point and in accordance with a plurality of predetermined classification values to extract said three-dimensional sub-structure.

2. The method of claim 1 wherein said sub-structure comprises a coronary vessel tree.

3. The method of claim 1 wherein said plurality of slice images are acquired from computed tomography (CT) imaging.

4. The method of claim 1 wherein said plurality of slice images are acquired from magnetic resonance imaging (MRI).

5. The method of claim 1 further comprising displaying said automatically extracted sub-structure using three-dimensional volume rendering techniques.

6. The method of claim 1 further comprising displaying said automatically extracted sub-structure using that is cross-referenced with axial and reformatted images.

7. The method of claim 1 further comprising repeating said segmentation for a plurality of image data sets which contain respective pluralities of images from multiple phases of the heart and further displaying respective extracted coronary sub-structures as animated over time.

8. A method for automatically segmenting a plurality of image slices for a sub-structure contained with said plurality of image slices, said segmentation method comprising:

receiving a deposited seed point;

extracting a plurality of desired regions within said sub-structure in accordance with respective predetermined classifications values for said respective desired regions and connected to said deposited seed point; and,

generating a segmented sub-structure from said plurality of extracted desired regions.

9. The method of claim 8 wherein said sub-structure is a coronary vessel tree and, said desired regions an ascending aorta and left and right coronary arteries.

10. The method of claim 8 wherein said predetermined classification values comprise pixel intensity, pixel size and connectivity.

11. The method of claim 8 wherein said plurality of slice images are acquired from computed tomography (CT) imaging.

12. The method of claim 8 wherein said plurality of slice images are acquired from magnetic resonance imaging (MRI).

3.Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

The present invention relates to image processing and more specifically to segmenting three-dimensional (3D) structures from a series of cardiac images.

Computed tomography (CT) scans provide a non-invasive method for imaging the human body. One particular area of interest is imaging the heart and the vessels contained in the heart. Doctors are especially interested in examining the coronary arteries because they provide the doctor with a measure of the patient's cardiac health.

Medical images of a subject's heart typically are comprised of several slices throughout the 3D volume of the heart. In addition, the heart may be imaged at several different instants or phases in the cardiac cycle. Thus the ensemble of all images gives a picture of the heart during the complete course of one heart beat.

It is often desirable to use the set of images to extract quantitative information about the heart motion useful in medical diagnosis. Such information includes measurement of the cardiac blood volume, the ejection fraction and the amount of wall motion. It is necessary to detect and differentiate contiguous anatomical regions of the heart to perform this measurement. *Identification of contiguous regions of the same material is known as segmentation.*

Doctors can use existing techniques for examining the data provided by a cardiac CT scan, including standard two and three-dimensional viewing techniques. However, if they wish to examine the three-dimensional vessel tree of the heart separately from the heart muscle and surrounding tissues, few good options exist. Tools exist that allow doctors to extract parts of the vessels from the surrounding tissues, but they either do not extract the whole vessel tree or they require

significant user interaction. Often doctors must tediously segment the vessel tree by hand from either axial CT images or a 3D rendering of the image data. This may take several hours and requires the physician to manually define what is part of the vessel tree. What is needed is an automated technique for segmenting and displaying just the coronary vessel tree, which requires reduced operator interaction.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

A method for automatically extracting a three-dimensional sub-structure, for example a coronary vessel tree, from a plurality of slice images comprises the steps of depositing a seed point within a selected region of interest and segmenting the plurality of slice images responsive to the deposition of the seed point. The segmentation is performed in accordance with a plurality of predetermined classification values to extract the three-dimensional sub-structure.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

The features and advantages of the present invention will become apparent from the following detailed description of the invention when read with the accompanying drawings.

Referring to Figure 1, there is shown a block diagram of an embodiment of a method for automatically extracting a three-dimensional coronary sub-structure from a plurality of cardiac slice images. The user interaction proceeds as shown in Figure 1. At 100, an axial set of images is acquired, for example by computed tomography (CT) scanning, in a well-known manner. In the description that follows, a set of axial CT images is used as the image data. However, it is to be appreciated that image data from Magnetic Resonance Imaging (MRI) is also suitable as image data for the automatic extraction method of the present invention. Typically, the desired coronary sub-structure is the coronary vessel tree that comprises the ascending aorta and the left and right coronary arteries. However, it is to be appreciated that the extraction method is suitable for other sub-structures within the heart, or alternatively within other dynamic organs within the body.

The user (for example, a physician or technician) is presented with axial CT images from a cardiac scan at 101. At 102, the user examines the image data to locate a region of interest (ROI). In this embodiment, the region of interest is the ascending aorta. The user moves through the images slice by slice, until the ascending aorta is seen. At 103, the user selects a region of interest (ROI), for example the ascending aorta, by depositing a seed point. Deposition of a seed point is performed using a user interaction device, such as a computer mouse. Once the seed point is deposited, the user initiates the execution of the automatic segmentation process, which will be described with reference to Figure 2. Automatic, as used herewith, refers to a machine or computer-produced sequence of events versus requiring operator interaction. The seed point serves as the starting point for the data segmentation. The vessel segmentation process is responsive to the single deposited seed point, as set forth below in greater detail.

The vessel segmentation process automatically evaluates the image data in accordance with predetermined classification values to extract desired portions

of the data to keep for the vessel visualization and to discard portions not desired. These classification values include pixel intensity or CT number of the pixels, pixel location relative to the seed point, the size of similar pixel groupings, and pixel connectivity in both two and three dimensions.

Referring further to Figure 1, after execution of the automatic segmentation process, an image of the extracted region of interest is generated at 105. The modified data is displayed using any of the standard visualization techniques well known in the art, such as volume rendering or surface rendering. Desirably volume rendering is used to present a 3D volumetric image to the user, however, one skilled in the art would recognize that many other visualization techniques are possible.

In an alternative embodiment, if multiple volumes of image data are available for different phases of the heart cycle, the segmentation process is desirably applied multiple times to produce iterative segmentations of the vessel tree at different phases of the heart, as shown in 106 of Figure 1. Thereafter, results of these iterative segmentations are suitable for animated display over time. In a further alternative embodiment, the automatically extracted coronary sub-structure is displayed and cross-referenced with axial and reformatted images.

Referring to Figure 2, there is shown a more detailed flow diagram of an embodiment of an automatic segmentation method useful in the automatic extraction method of Figure 1. In an embodiment, the vessel segmentation process comprises a two-part extraction process. The first part, shown as 2010 in Figure 2, extracts the ascending aorta from the data. The ascending aorta is a large vessel that carries blood from the left ventricle to the body. The left and right coronary arteries branch from the ascending aorta. It is of particular interest to doctors to see the attachment points of the main coronary arteries to the ascending aorta because this area can not be easily examined with current imaging modalities. The ascending aorta will be kept as part of the final output.

The second part of the vessel segmentation process, shown as 2020 in Figure 2, extracts the left and right coronary arteries from the data volume. The results of the two main parts of the process, the ascending aorta and the main

coronary arteries, are presented to the user in the final output. The two-part process (2010 and 2020) facilitates an efficient isolation of the ascending aorta and then the coronary arteries based on respective predetermined classification values, thereby removing undesired portions of the heart that are not needed for diagnosis. The predetermined classification values, such as pixel intensity, pixel size and connectivity, which will be discussed more fully with reference to Figure 2.

Referring further to Figure 2, the automatic segmentation process is responsive to an input volume of data at 200. As with the process of Figure 1, the input volume is an axial set of images from CT or MRI imaging operations. At 201, the input volume data is evaluated against a threshold in a known manner to produce a binary mask of pixels that are in the value range of interest, and those that are outside that range. In this embodiment, the classification value or threshold is a measure of pixel intensity often referred to as CT number and measured in Hounsfield units. Through experimentation and other known manners, a threshold is defined to indicate pixel intensity typical for an ascending aorta. As a result of thresholding at 201, pixels are turned "on" if they are part of a certain range of CT numbers and are turned "off" if they are not a part of the range of CT numbers. The binary mask resulting from applying a threshold to the input CT values is the input to the two parts of the segmentation process described earlier. Figure 3 shows a representative interim image after thresholding, showing multiple coronary sub-structures which are turned "on" after thresholding. As is shown, the multiple coronary sub-structures include more than the coronary vessels (which cannot be clearly seen) and the ascending aorta 302. Also shown is seed point 300. Further extraction, which will be set forth below in greater detail, will result in extraction of only the desired sub-structures.

The vessel segmentation process now extracts the ascending aorta. After the threshold is applied to the original CT data, a seed connectivity process at 202 in Figure 2, is run using the seed point indicated by the user. The seed connectivity searches the binary pixel mask output from the thresholding step. All the "on" pixels that are connected to the seed point specified by the user are kept and pixels that are either "off" or are not connected to the seed point are discarded.

Connectivity in this case is defined as any pixels in the same axial image, which touch each other, either at a corner or along an edge. This is known in the art as eight-connectedness. The output of this step contains the ascending aorta plus some additional areas that need to be discarded. These areas will be refined in the additional processing steps that follow.

After running the two-dimensional seed connectivity, a 7x7x7, 3D erosion, labeled 203 in Figure 2, is applied to the output of the connectivity. The 7x7x7 erosion is a technique, well known in the art, which removes outer layers of a structure. In this case, the 7x7x7 erosion breaks bridges that connect the ascending aorta to other structures that are not of interest. The output of this step is another binary mask.

The eight connected seed connectivity processing, labeled 204 in Figure 2, is now applied to the output of the 7x7x7 erosion. This technique executes in the same manner as before, however, the output results are now more refined because connected structures that are not of interest have been eliminated.

The next step in the extraction of the ascending aorta is the removal of large islands from the results of the prior step, labeled 205 and 206 in Figure 2. An island removal technique is applied that labels "islands" or groups of pixels in the axial images that are smaller than a certain size. Size is used as a classification value to include or exclude structures. In this embodiment, desirably the size is set at 7000 pixels. Once the islands that are smaller than 7000 pixels are labeled, all the other pixels are removed. This has the effect of keeping every grouping of pixels in an axial image that is smaller than 7000 pixels. Areas larger than 7000 pixels, for instance the chambers of the heart, are removed from the binary pixel mask.

After removing the large islands from the binary mask, the remaining pixels are expanded using 7x7x7 dilation, a technique well known in the art, labeled 207 in Figure 2. The 7x7x7 dilation adds layers to a structure. This has the effect of restoring the size of structures that are left in the binary mask to their original size. The output of this step is a binary mask that defines the ascending aorta. "On" pixels are part of the ascending aorta and "off" pixels are not.

The output of the dilation is subtracted from the output of the original thresholding. This is step 208 in Figure 2. The pixels that are "on" in both the outputs of the previous dilation and the original thresholding are turned "off". The other pixels are unchanged. The processing thus far has effectively isolated and extracted the ascending aorta for further processing.

The extraction of the main coronary arteries begins at 209. The classification values used to extract the main coronary arteries are mainly size and connectivity. Another eight connected, two-dimensional island removal is performed on the output of the prior step (208 of Figure 2). The size threshold for this step is different from the previous island removal (205) and is selected to mark objects that are too big to be coronary vessels. In this step, this size threshold is set to 2000 pixels. The output of this step is similar to the output from the prior step; however, every cluster of pixels that is less than 2000 pixels in size has been removed.

After the island removal step, a two dimensional dilation is performed with a 5x5 kernel on the output of the island removal as in step 210 of Figure 2. This step effectively overestimates the size of these objects which are bigger than 2000 pixels, by the selection of the kernel.

The results of the dilation are then subtracted at step 211 from the output of the original thresholding at step 201. This step removes the objects from the original thresholding that are too large to be vessels.

A dilation at step 212 is applied to the results of the subtraction step 211. The dilation strengthens the connectivity of pixels along the axis of the body. The axis along the body correspond to the direction of the vessels within the body. Large portions of the coronary arteries run in this direction. In this embodiment, a non-symmetric, 3x3x5 dilation kernel is used.

Next a three-dimensional connectivity process, step 213 of Figure 2, is applied to the results of the previous step. The same seed point specified by the user is now used to extract all the pixels that are connected to the seed. Connected in this case is defined as pixels that share an edge, a face, or a corner. As is well known in

the art, this is called 26-connected. The output of this step defines the pixels that will be kept as part of the desired coronary sub-structure, the coronary vessel tree.

Finally, a masking operation, step 214 of Figure 2, is performed on the original data. The output of the three dimensional connectivity is one input to this step and the original data is the other input. The masking at 214 effectively converts the extracted pixels from 2010 and 2020 to the respective original CT values. If a pixel is "off" in the output of the previous step, it is set to zero in the original data. Otherwise, the pixels in the original data are left alone. Figure 4 shows a representative resultant image of masking 214, showing the extracted ascending aorta 302 and coronary vessels 301.

Figures 5 and 6 illustrate the effects of the embodiments of the present invention. Referring to Figure 5, there is shown a volumetric image of a heart including an ascending aorta 302 and coronary vessels 301. After using the methods discussed with reference to Figures 1 and 2, Figure 6 illustrates a resultant image of an extracted coronary vessel tree that is obtained with reduced operator interaction which can be used for medical diagnosis.

While the preferred embodiments of the present invention have been shown and described herein, it will be obvious that such embodiments are provided by way of example only. Numerous variations, changes and substitutions will occur to those of skill in the art without departing from the invention herein. Accordingly, it is intended that the invention be limited only by the spirit and scope of the claims.

4. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a block diagram showing an automatic extraction method to which preferred embodiments of the present invention are applicable;

Figure 2 is a flow diagram showing an automatic segmentation method useful in the method shown in Figure 1;

Figure 3 is an illustration of an interim image resulting from steps in the automatic method of Figure 2;

Figure 4 an illustration of an image resulting from steps in the automatic method of Figure 2;

Figure 5 is an illustration of volumetric input data to which preferred embodiments of the present invention are applicable; and,

Figure 6 is an illustration of a resultant image of a coronary vessel tree after employing the methods shown in Figures 1 and 2.

FIG. 1

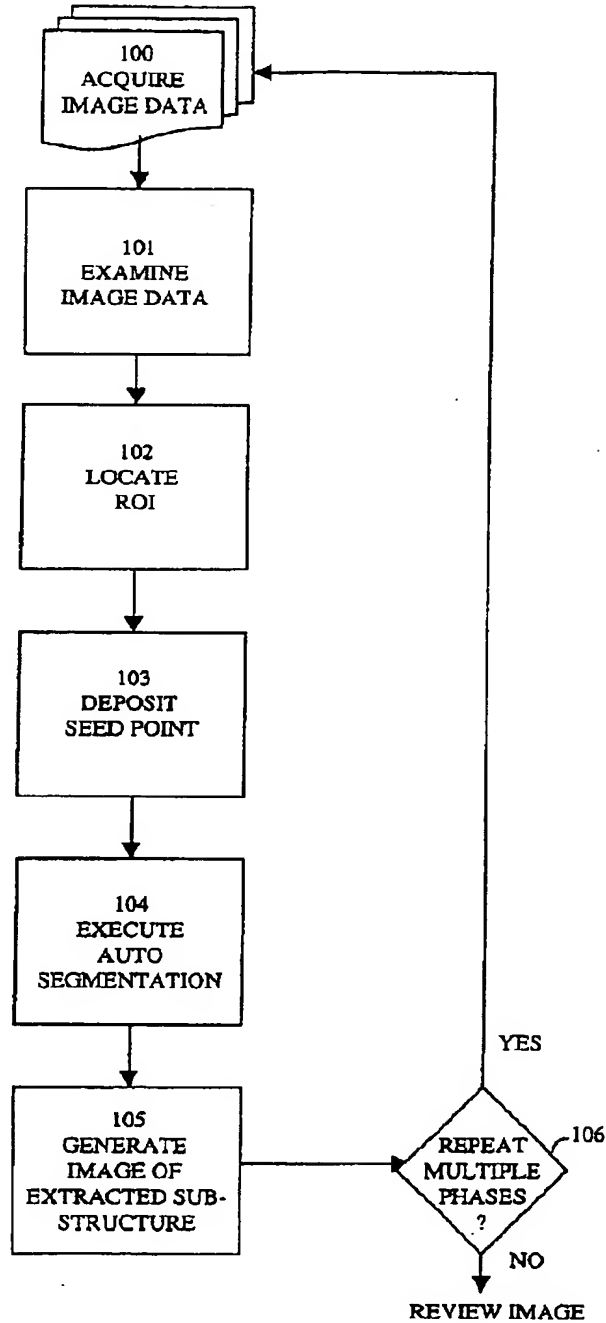


FIG. 2

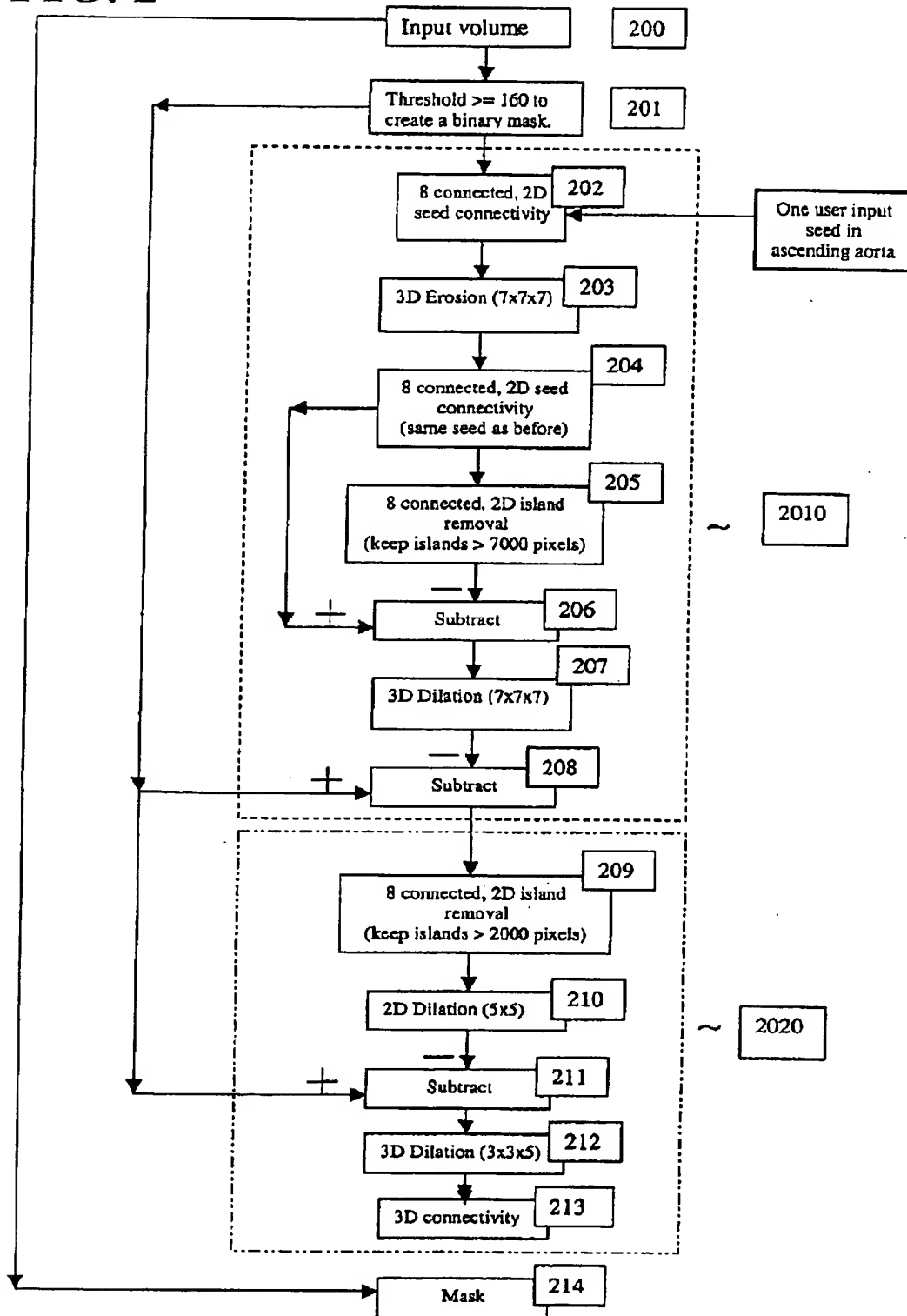


FIG. 3

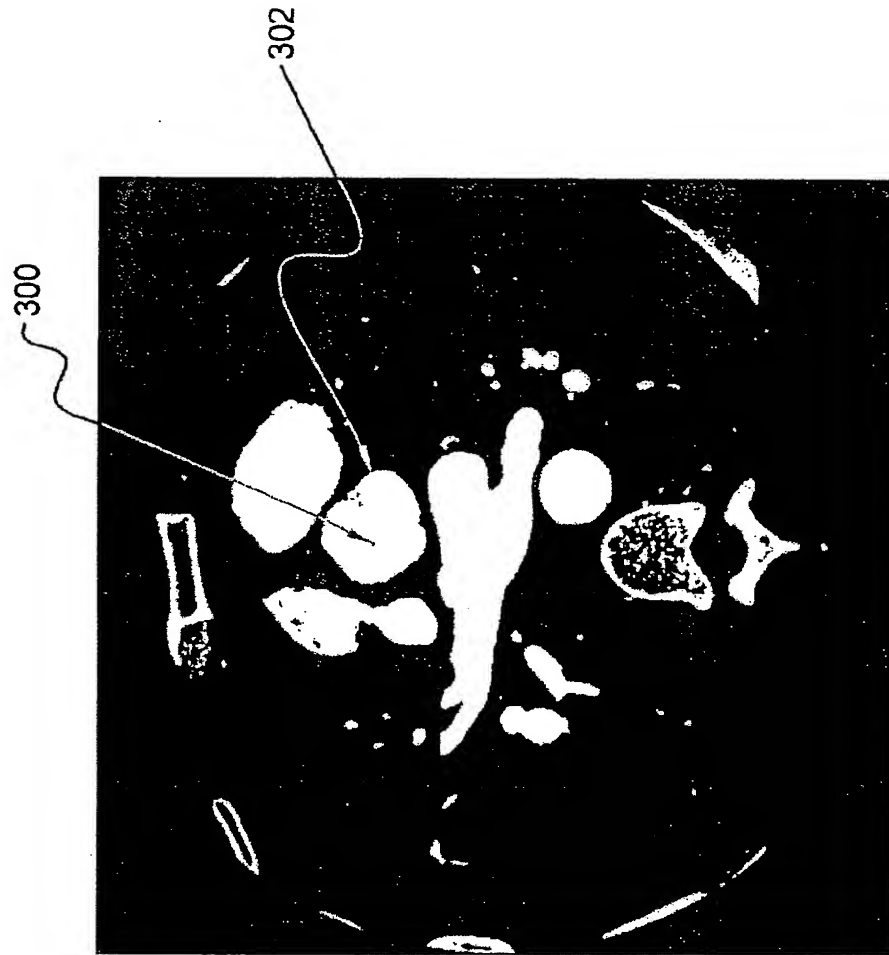


FIG. 4

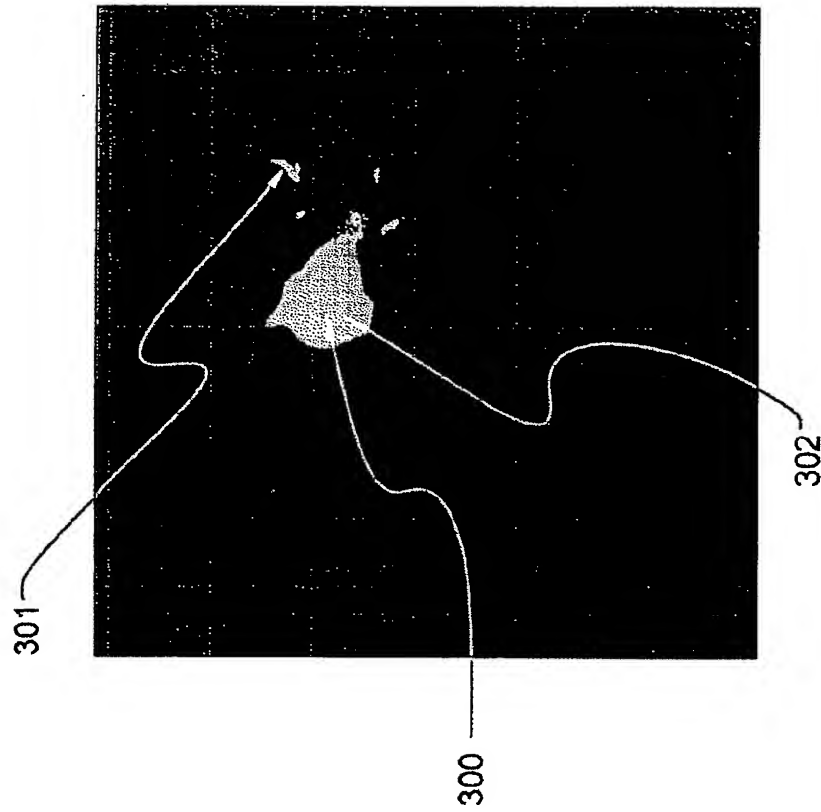


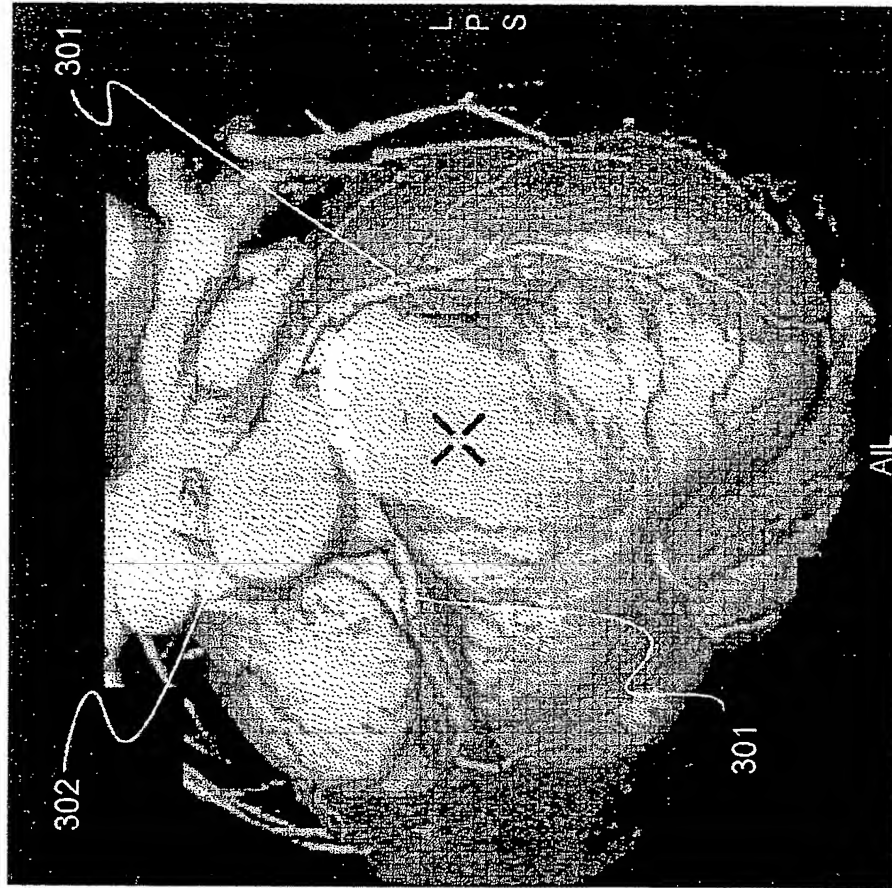
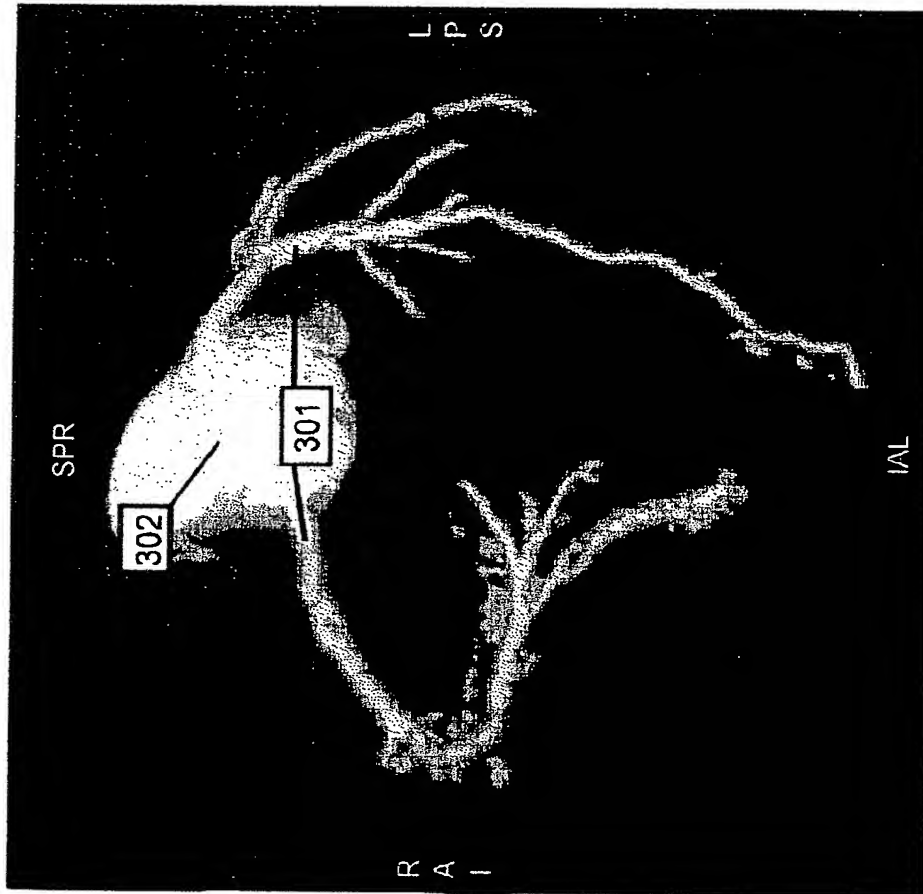
FIG. 5

FIG. 6

1. Abstract

An method for automatically extracting a three-dimensional sub-structure, for example a coronary vessel tree, from a plurality of slice images comprises the steps of depositing a seed point within a selected region of interest and segmenting the plurality of slice images responsive to the deposition of the seed point. The segmentation is performed in accordance with a plurality of predetermined classification values to extract the three-dimensional sub-structure. A method for automatically segmenting comprises the steps of receiving a deposited seed point, extracting a plurality of desired regions within the sub-structure and generating a segmented sub-structure from the extracted desired regions.

2. Representative Drawing: Figure 1